

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



**Efeito do Envelhecimento Térmico
e da Desinfecção Química
na Resistência à Flexão de Resinas Flexíveis**

Nuno Miguel Nina Martins Rodrigues dos Santos

Orientador:

Professora Doutora Virgínia Carvalho Santos

Coorientador:

Professor Doutor Henrique Pedro Soares Luís

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2019

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



**Efeito do Envelhecimento Térmico
e da Desinfecção Química
na Resistência à Flexão de Resinas Flexíveis**

Nuno Miguel Nina Martins Rodrigues dos Santos

Orientador:

Professora Doutora Virgínia Carvalho Santos

Coorientador:

Professor Doutor Henrique Pedro Soares Luís

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2019

Agradecimentos

À **Professora Doutora Virgínia Santos**, pela sua incansável orientação científica, incentivo e disponibilidade para a realização deste estudo. Não poderia ter escolhido melhor pessoa para me guiar neste projeto. Um sincero obrigado pelo incansável empenho e dedicação caraterísticos de uma pessoa que tanto admiro.

Ao **Professor Doutor Henrique Luís**, pela sua amizade, paciência e rigoroso conhecimento científico. Foi um privilégio ter partilhado consigo mais uma etapa do meu percurso académico.

Ao Laboratório de Estágio Interno, em especial ao **Dr. João Paulo**, ao **Prof. Doutor João Paulo Martins**, ao **Sr. Tomás** e à **Dra. Susana Martins**, Técnicos de Prótese Dentária, agradeço a amabilidade e apoio durante a parte experimental. Sem a vossa colaboração não seria possível o desenvolvimento deste estudo. O meu sincero obrigado.

À **Professora Doutora Sofia Arantes e Oliveira**, pela disponibilidade, simpatia e ajuda perante a realização do trabalho laboratorial.

À **Dra. Joana Costa**, pela colaboração e ajuda neste trabalho. Obrigado pela amizade, pelas gargalhadas e pelo valioso tempo despendido ao longo da execução deste trabalho.

À **Inês Nascimento**, por ser a companheira da minha vida. As palavras não bastam para agradecer todo o apoio, motivação e amor. És e sempre serás o meu exemplo de humildade e perseverança. Obrigado por mais uma etapa conquistada em conjunto e que venham as próximas da nossa vida.

À minha **Família**, por todo o apoio e carinho e pelos valores transmitidos ao longo de toda a minha vida.

Aos meus **Pais**, que são mais que um exemplo para mim, pelo enorme encorajamento e por terem presenciado mais uma grande conquista na minha vida. Obrigado por terem sempre acreditado nas minhas capacidades.

Aos meus irmãos, **Francisco** e **João**, sem vocês não teria a mesma piada. Sempre disseram que este dia iria chegar, mesmo quando eu próprio duvidei. Obrigado pelo amor que nos une.

À **Inês Vargas** e à **Carolina Correia**, por serem as irmãs que nunca tive. Obrigado pela ajuda na realização da tese e por fazerem os meus irmãos tão felizes.

Ao **Antônio Nascimento** e à **Luísa Nascimento**, pelo apoio, compressão e incentivo. Não existem palavras para agradecer todo o carinho que sempre me prestaram ao longo do meu percurso acadêmico.

Ao **Ricardo Pinto**, não existem palavras para descrever a grande amizade que sinto por ti. Obrigado por toda a paciência e camaradagem ao longo do nosso percurso acadêmico. Lembrar-me-ei para todo o sempre dos nossos anos clínicos.

À **Beatriz Garcias Soares**, pelas fantásticas fotografias que deram um brilho especial a este trabalho. Obrigado pela amizade e paciência.

Aos meus **Amigos**, que acompanharam este percurso e que estiveram presentes sempre que foi preciso.

Resumo

Objetivo: Avaliar o efeito do envelhecimento térmico e da desinfecção química na resistência à flexão de duas resinas flexíveis e de uma resina acrílica termopolimerizável.

Materiais e Métodos: Duas resinas flexíveis (Deflex[®]Classic SR e Deflex[®]Supra SF) e uma resina termopolimerizável (ProBase[®]Hot) foram submetidas a 1000 ciclos de envelhecimento térmico e três protocolos de desinfecção química (n=8): Corega[®]Branqueador, Corega[®]Oxigênio Bio-Ativo, Hipoclorito de Sódio a 2,5% e um controle (água destilada). Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à flexão de 3 pontos. Os resultados foram analisados recorrendo aos testes de Kruskal-Wallis e ANOVA com o teste *post hoc* de Tukey, consoante a sua distribuição e com posteriores comparações múltiplas pelo teste de Mann-Whitney com correção de Bonferroni ($\alpha=0,05$).

Resultados: O envelhecimento térmico não influenciou a resistência à flexão de nenhuma resina em estudo ($p>0,05$), contudo a resina ProBase[®]Hot mostrou ser estatisticamente diferente das resinas flexíveis após termociclagem ($p<0,001$). A resistência à flexão foi influenciada pela desinfecção química apenas na resina Supra SF (Corega[®] Branqueador vs Bio-ativo e Corega[®] Branqueador vs Hipoclorito de Sódio) ($p<0,05$). A resina Supra SF mostrou ser estatisticamente diferente das duas outras resinas após desinfecção com as pastilhas Corega[®] e, após o hipoclorito de sódio, todas as resinas revelaram ser estatisticamente diferentes entre si.

Conclusões: O envelhecimento térmico não influenciou a resistência à flexão das resinas, no entanto, o seu efeito foi dependente do tipo de resina. Apenas a pastilha Corega[®] Branqueador afetou a resistência à flexão da resina Supra SF. A forma como a desinfecção química influencia a resistência à flexão das resinas é dependente da sua natureza química.

Palavras-Chave: Resinas flexíveis, envelhecimento térmico, desinfecção química, resistência à flexão.

Abstract

Objectives: Evaluate the effect of thermal ageing and chemical disinfection on flexural strength of two flexible resins and one heat-polymerized acrylic resin.

Materials and Methods: Two flexible resins – Deflex[®]Classic SR and Deflex[®]Supra SF and one heat-polymerized resin – ProBase[®] Hot were subjected to 1000 cycles of thermal ageing and three protocols of chemical disinfection (n=8): Corega[®]Whitening, Corega[®]Oxygen Bio-Active, 2,5% Sodium Hypochlorite and control (distilled water). The specimens were submitted to the 3-point flexural strength test. The results were analyzed using the Kruskal-Wallis and ANOVA tests with the Tukey post hoc test, according to their distribution, with subsequent multiple comparisons by the Mann-Whitney test with Bonferroni correction ($\alpha = 0.05$).

Results: Thermal ageing did not influence the flexural strength of any resin under study ($p>0.05$), however ProBase[®]Hot resin showed to be statistically different from flexible resins after thermocycling ($p<0.001$). The flexural strength was influenced by chemical disinfection only on Supra SF resin (Corega[®] Whitening vs. Oxygen Bio-Active and Corega[®]Whitening vs. Sodium Hypochlorite) ($p<0.05$). Supra SF resin showed to be statistically different from the two other resins after disinfection with the Corega[®] tabs and, after sodium hypochlorite, all the resins proved to be statistically different from each other.

Conclusions: Thermal ageing did not influence the flexural strength of the resins, however, its effect was dependent on the resin type. Only the Corega[®]Whitening affected the flexural strength of Supra SF resin. The way chemical disinfection influences the flexural strength of resins is dependent on their chemical nature.

Key-words: Flexible resins, thermal ageing, chemical disinfection, flexural strength.

Índice

Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	viii
Índice de Tabelas	x
Índice de Figuras	x
Lista de Abreviaturas.....	xi
1. Introdução	1
2. Objetivos	5
3. Materiais e Métodos.....	6
3.1. Preparação dos Espécimes	7
3.2. Envelhecimento Térmico	10
3.3. Protocolo de Desinfecção Química	11
3.4. Teste de Resistência à Flexão	12
3.5. Análise Estatística	13
4. Resultados	14
5. Discussão	17
6. Conclusões	23
Referências Bibliográficas	24
Apêndices	29
Anexos	35

Índice de Tabelas

Tabela 1: Resinas flexíveis utilizadas no estudo e respectivos parâmetros de injeção recomendados pelo fabricante	6
Tabela 2: Resina acrílica termopolimerizável utilizada no estudo	6
Tabela 3: Análise descritiva para cada material antes e após envelhecimento térmico	14
Tabela 4: Análise descritiva para cada material após protocolo de desinfecção química.....	15

Índice de Figuras

Figura 1: Resinas utilizadas: a) Classic SF, b) Supra SF e c) Probase® Hot	7
Figura 2: a) Padrões de cera e b) Molde retangular de aço inoxidável	7
Figura 3: a) Padrões de cera unidos ao conduto na mufla com gesso tipo III e b) Mufla após a eliminação da cera	8
Figura 4: a) Máquina injetora utilizada no estudo e b) Mufla após a injeção	8
Figura 5: a) Espécimes após injeção e b) e c) Após eliminação dos excessos.....	9
Figura 6: a) Mufla e contra-mufla com silicone de adição e b) Espécimes da resina ProBase® Hot após eliminação dos excessos	9
Figura 7: Espécimes de cada resina após polimento: a) ProBase®Hot; b) Classic SR; c) Supra SF	10
Figura 8: Espécimes nos respectivos copos na estufa.....	10
Figura 9: Espécimes na termocicladora	11
Figura 10: a) Espécime do SG 1; b) Espécime do SG 2; c) Espécime do SG 3; d) Espécime do SG 4.....	11
Figura 11: Desenho do protocolo experimental.....	13
Figura 12: Média e desvio padrão da resistência flexão de cada resina antes e após envelhecimento térmico	14
Figura 13: Média, desvio padrão, mediana e distância interquartil da resistência à flexão de cada resina após protocolo de desinfecção química.....	15

Lista de Abreviaturas

Abreviaturas Gerais Criadas

DI – Distância Interquartil

DP – Desvio Padrão

SG – Subgrupo

Compostos Químicos

PMMA – Polimetilmetacrilato

Siglas Estabelecidas

ISO – *International Organization for Standardization*

SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*

Símbolos

% – Por cento

°C – Grau Celsius

< – Menor

n – Tamanho da amostra

p – Significância Estatística

Unidades de Medida

cm – Centímetro

Kg – Quilograma

MPa – Megapascal

PSI – *Pound Force Square Inch*

mL – Mililitros

mm – Milímetros

kN – Quilonewton

1. Introdução

A perda de peças dentárias é ainda muito frequente nos dias de hoje, fruto, muitas vezes, do difícil acesso dos indivíduos aos cuidados de saúde. A reabilitação com próteses removíveis continua a ser a alternativa de tratamento mais procurada para reabilitar os espaços edêntulos, pelo seu baixo custo e simplicidade técnica.^(1,2)

As próteses removíveis podem ser fabricadas com materiais à base de resina acrílica, polimetilmetacrilato (PMMA), e à base de *nylon* (polímero termoplástico que pertence à família das poliamidas).^(1,2)

As resinas de PMMA são as resinas mais utilizadas devido às suas propriedades físicas, baixo custo, fácil manipulação e por apresentarem a maior parte dos requisitos ideais ao processo de fabrico de uma base de prótese: biocompatibilidade, estética, boa adesão aos dentes protéticos, reparação fácil e adequadas propriedades físicas e mecânicas.⁽³⁻⁵⁾ O PMMA apresenta no entanto algumas desvantagens, das quais podem destacar-se as alterações dimensionais, a adesão microbiana e a baixa resistência ao impacto.^(4,6,7) A baixa resistência deste material ao impacto pode ter repercussões negativas importantes no que diz respeito às fraturas das próteses, aquando de uma queda.^(4,6,7) Para além do mais, o PMMA pode também desencadear reações alérgicas em pacientes hipersensíveis devido à libertação de monómero residual.^(3,4,6)

As desvantagens do PMMA têm motivado os investigadores a procurar alternativas a este material para a confeção das próteses removíveis. E é portanto, neste contexto, que surgem os materiais termoplásticos, tais como as resinas de *nylon*.^(3,4)

Os materiais termoplásticos foram introduzidos na área da Medicina Dentária na década de 50 do século XX contudo, só nos últimos anos, devido às novas gerações de *nylon*, é que o seu uso foi estendido para a confeção de próteses removíveis flexíveis – próteses compostas por resina de *nylon* elástico, extremamente flexíveis em comparação com as resinas até outrora utilizadas.^(4,5,8)

As resinas flexíveis diferem das convencionais, à base de PMMA, em virtude de não sofrerem reações químicas durante o seu processo laboratorial, estando apenas sujeitas a alterações físicas quando aquecidas. Quando amolecidas, podem ser injetadas sob pressão num modelo refratário, onde solidificam à medida que arrefecem.⁽⁹⁾

Várias são as vantagens que exponenciaram a utilização destas resinas flexíveis: o conforto na sua utilização; as suas excelentes características de desgaste; a sua boa estabilidade cromática; baixa absorção de água; grande resistência ao impacto, sendo quase inquebráveis, e

a sua baixa porosidade e densidade (o que reduz a presença de odores e manchas). Para além disso, as resinas termoplásticas não têm ou muito raramente apresentam monómero residual, o que oferece uma alternativa segura para os pacientes alérgicos ao mesmo, tornando-as bastante biocompatíveis.^(3-6,8,10-12)

O facto das resinas flexíveis apresentarem uma coloração rosa natural semelhante à gengiva, permite conciliar a sua função com a estética. Por poderem ser fabricadas com espessuras pequenas permitem produzir unidades gancho com preparações dentárias mínimas e reduzem ainda a necessidade de ajustes periódicos dos mesmos dado que o material apresenta uma grande flexibilidade. Esta flexibilidade permite à prótese evitar a transferência de tensões para os dentes e tecidos adjacentes, minimizando assim o trauma.^(3-6,8,10-12)

Não obstante, também estas resinas flexíveis apresentam desvantagens, tais como baixo módulo de elasticidade, baixa resistência à flexão e à tração e a não adesão química a nenhum tipo de dentes de acrílico ou de cerâmica, daí que a única forma da respetiva união aos dentes seja feita através de retenções mecânicas.^(4,10,11) Apresentam ainda, alguma dificuldade de polimento e acabamento, o que pode levar a uma maior acumulação de microrganismos e ao aparecimento de manchas no material devido a pigmentação alimentar ou após o uso prolongado de agentes químicos de limpeza das próteses.^(4,10,11)

Em suma, as próteses flexíveis poderão estar indicadas em pacientes alérgicos ao metal e ao PMMA, pacientes com uma mucosa fina e reabsorção óssea excessiva, pacientes que não consigam tolerar a força exercida pela prótese, como próteses provisórias e imediatas e por último, em pacientes com exigências estéticas elevadas.^(11,13,14)

A higiene das próteses removíveis, bem como das mucosas orais e dentes, é de particular importância na longevidade das próteses e na manutenção da saúde oral, porquanto, reduz o biofilme, ou placa bacteriana, que adere quer sobre as próteses, quer sobre os tecidos orais.⁽¹⁵⁻¹⁷⁾

A falta de cuidados de higiene adequados, ao propiciar a acumulação de biofilme na base da prótese, pode conduzir ao aparecimento de infeções orais, nomeadamente a estomatite protética. Esta é uma infeção comum caracterizada pela inflamação crónica das mucosas, principalmente do maxilar superior, e está frequentemente conectada a pacientes idosos e debilitados com uma higiene oral deficiente.^(6,18-21)

Outra preocupação decorrente da má higienização das próteses, é a contínua aspiração e deglutição de microrganismos da placa bacteriana presentes nas próteses, com implicações prováveis na saúde geral dos pacientes, nomeadamente em pacientes imunocomprometidos ou idosos polimedicados.^(6,18-21) A presença de *Candida albicans* é conhecida por ser o fator

microbiológico desta etiologia. Este fungo encontra-se associado ao biofilme da prótese e não da mucosa, indicando que o tratamento deve ser direcionado para a primeira. Desta forma, os tratamentos recomendados para a estomatite protética são variados, mas a correta higienização das próteses é fulcral para a sua prevenção, sendo que a escovagem associada com alguns tipos de detergentes, sabão ou pasta de dentes é o método mais utilizado.^(17,19,20,22)

Apesar da escovagem mecânica das próteses ser aceita como um método simples e eficiente da remoção do biofilme, o seu uso isolado não atua nos sulcos da prótese, devendo ser coadjuvada com métodos químicos com vista à obtenção de uma higiene adequada, em especial em pacientes idosos ou com pouca destreza manual.^(17,23) Sendo assim, é indispensável um complemento de limpeza mecânica com o uso soluções químicas. Os desinfetantes também ajudam a prevenir a halitose, removem colorações deixadas pela alimentação e eliminam microrganismos, nomeadamente a *Candida albicans*.^(11,17,18,20,24-27)

O processo mais comum de desinfecção é a imersão da prótese em soluções com agentes químicos, dos quais se destacam o hipoclorito de sódio, a clorexidina, enzimas, ácidos diluídos e peróxidos alcalinos. Estes últimos são os mais frequentemente utilizados, são seguros e de fácil utilização. Os peróxidos alcalinos permitem ainda uma limpeza mecânica garantida pelas bolhas de oxigénio que o peróxido liberta.^(1,4,6,16,22,24,28)

As soluções químicas devem ser simples de utilizar, efetivas na remoção da matéria orgânica e inorgânica e ter propriedades bactericidas e antifúngicas. Contudo, não existe nenhum produto que reúna todos estes requisitos.^(3,16,19,25,27,29,30)

Na escolha da solução desinfetante, deve ser considerada a sua compatibilidade com o tipo de material a ser desinfetado de forma a evitar efeitos adversos. Idealmente, as propriedades físicas e mecânicas da base da prótese devem permanecer inalteradas depois do processo de desinfecção.^(3,16,19,25,27,29,30)

Existe evidência de que a repetida exposição a substâncias desinfetantes pode alterar a superfície das próteses, provocar o branqueamento das mesmas (especialmente com o uso de hipoclorito de sódio) e interferir com as suas propriedades físicas e mecânicas, tais como a estabilidade cromática e dimensional, a dureza, a rugosidade e a resistência à flexão.^(1,16,17,24,27,28,30-33)

Esta última propriedade tem uma especial importância, pois reflete a capacidade do material da base da prótese resistir às forças funcionais durante a mastigação. Devido ao risco de fratura da prótese, é desejável que haja uma alta resistência ao impacto bem como uma alta resistência à flexão na medida em que facilitaria a resistência às forças de torção durante a função, levando a uma maior longevidade da prótese.^(5,30)

Na cavidade oral, as próteses estão sujeitas a contantes alterações de temperatura devido à ingestão de alimentos e bebidas e durante a sua higienização. Contudo, existe reduzida informação sobre o seu efeito nas próteses flexíveis.^(6,12,34)

Perante o exposto, torna-se pertinente estudar possíveis alterações ao protocolo de desinfecção química das resinas flexíveis e avaliar o choque térmico ao qual são submetidas diariamente pois são escassos os estudos que avaliam os seus efeitos nas propriedades mecânicas das mesmas, nomeadamente a resistência à flexão.

2. Objetivos

O presente estudo pretende avaliar o efeito do envelhecimento térmico e da desinfecção química na resistência à flexão de duas resinas flexíveis e uma resina acrílica termopolimerizável.

Este objetivo traduz-se em quatro hipóteses experimentais:

1.

H0: O envelhecimento térmico não influencia a resistência à flexão das resinas em estudo.

H1: O envelhecimento térmico influencia a resistência à flexão das resinas em estudo.

2.

H0: O efeito do envelhecimento térmico na resistência à flexão das resinas em estudo não é dependente da sua composição química.

H1: O efeito do envelhecimento térmico na resistência à flexão das resinas em estudo é dependente da sua composição química.

3.

H0: Os métodos de desinfecção química não afetam a resistência à flexão das resinas envelhecidas termicamente.

H1: Os métodos de desinfecção química afetam a resistência à flexão das resinas envelhecidas termicamente.

4.

H0: O efeito dos métodos de desinfecção na resistência à flexão das resinas envelhecidas termicamente não é dependente da sua composição química.

H1: O efeito dos métodos de desinfecção na resistência à flexão das resinas envelhecidas termicamente é dependente da sua composição química.

3. Materiais e Métodos

Para o presente estudo foram utilizadas duas resinas flexíveis termoplásticas, injetáveis, da marca Deflex® (Classic SR e Supra SF), ambas compostas por partículas de *nylon*, e uma resina acrílica termopolimerizável, ProBase® Hot (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein), material à base de PMMA, cuja descrição se encontra na tabela 1 e 2, respectivamente.

Tabela 1: Resinas flexíveis utilizadas no estudo e respectivos parâmetros de injeção recomendados pelo fabricante

	Classic SR	Supra SF
Fabricante	Nuxen SRL, Buenos Aires, Argentina	Nuxen SRL, Buenos Aires, Argentina
Número do Lote	31318CL30	36217SU03
Temperatura de Injeção	280.° C	260.° C
Tempo de Plastificação	15 Minutos	12 Minutos
Tempo de Sustentação	1 Minuto	1 Minuto
Pressão de Ar	6,0 Kgs/cm ² = 6,0 Bar = 86 PSI	3,5 Kgs/cm ² = 3,5 Bar = 50 PSI

Retirado de <https://www.protesesdeflex.com.br>

PSI – *pound force square inch*

Tabela 2: Resina acrílica termopolimerizável utilizada no estudo

	Probase® Hot
Fabricante	Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein
Número do lote	WT0763 (Pó) N46447 (Líquido)
Ratio P/L (g/mL)	22,5/10
Composição	<u>Pó:</u> Polimetilmetacrilato, agente de amolecimento, peróxido de benzoila, pigmentos <u>Líquido:</u> Metilmetacrilato, dimetacrilato (agente de ligação), catalisadores
Ciclo de polimerização <i>standard</i>	100.°C durante 45 Minutos

Retirado de: <http://www.ivoclarvivadent.com>.



Figura 1: Resinas utilizadas: a) Classic SF, b) Supra SF e c) Probase® Hot

3.1.Preparação dos Espécimes

Esta etapa foi realizada no laboratório de Prótese Dentária da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa.

Foram preparados 96 espécimes de cada uma das resinas, de dimensões de 64x10x3,3 mm, tendo em conta as normas ISO 20795-1:2013. Os espécimes foram obtidos a partir de padrões de cera rosa (Dentaurum Ispringen, Alemanha, lote 87647) moldados em formas retangulares de aço inoxidável (Figura 2).

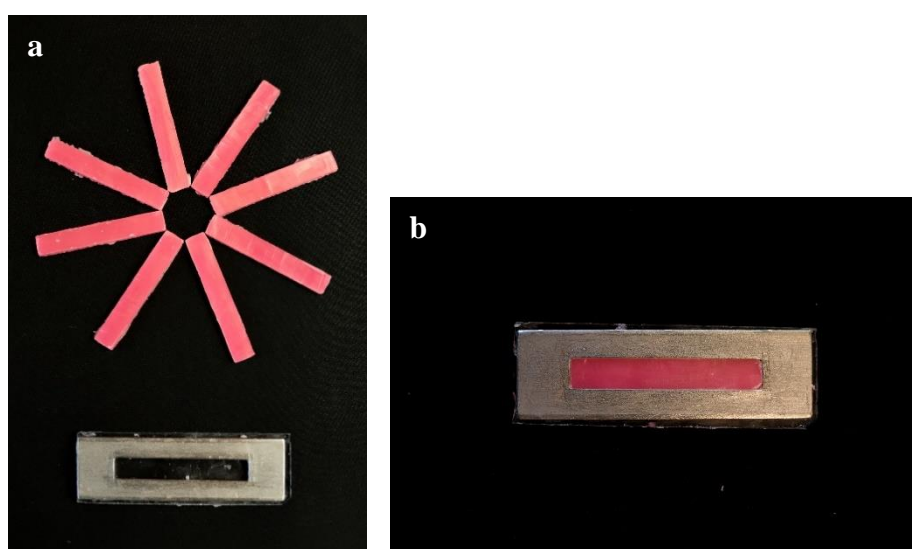


Figura 2: a) Padrões de cera e b) Molde retangular de aço inoxidável

Após solidificação da cera, os padrões foram colocados numa mufla e rodeados de gesso tipo III Pro-Solid (Saint-Gobain Formula, Reino Unido). A eles foram unidos 2 condutos de cera (Nuxen SRL, Buenos Aires, Argentina) para permitir a injeção posterior da resina flexível. (Figura 3-a). Depois da reação de presa do gesso tipo III, a mufla foi encerrada e preencheu-se a contra-mufla com gesso tipo IV Pro-Stone 21 (Saint-Gobain Formula, Reino Unido). Após a reação de pressa do gesso tipo IV, a mufla foi colocada numa máquina eliminadora de cera (Mestra®) e a cera do padrão e dos condutos foi derretida (Figura 3-b). De seguida, a mufla foi aberta e foi colocado isolante (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, lote X18541) em ambos os

lados da mufla. Após novo encerramento da mufla foi utilizada uma máquina injetora (Nuxen SRL, Buenos Aires, Argentina, série 1300) para injetar as duas resinas flexíveis (Classic SF e Supra SF) (Figura 4).

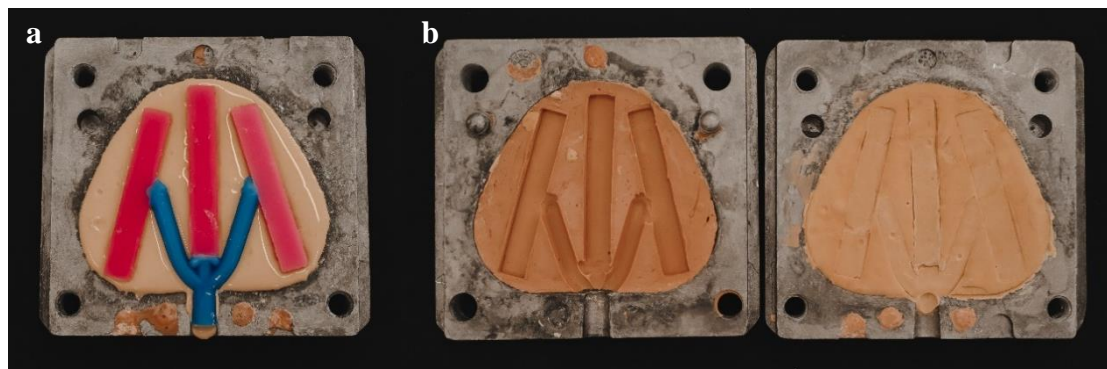


Figura 3: a) Padrões de cera unidos ao conduto na mufla com gesso tipo III e b) Mufla após a eliminação da cera

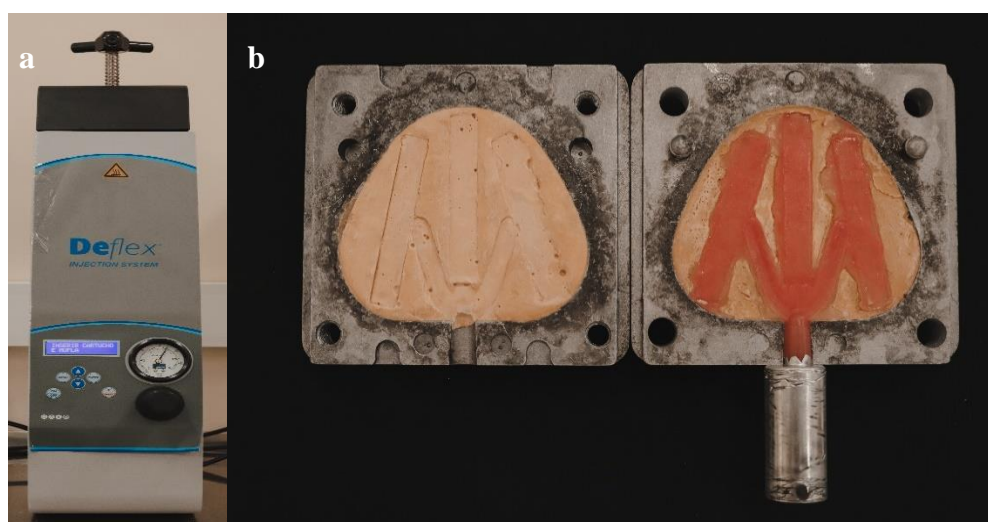


Figura 4: a) Máquina injetora utilizada no estudo e b) Mufla após a injeção

A resina injetada foi deixada arrefecer à temperatura ambiente. Os espécimes foram retirados da mufla e separados dos condutos com recurso a um disco de corte de espessura 0,7 mm reforçado com fibra de vidro montado numa peça de mão, sem refrigeração (Figura 5-a). De seguida, os excedentes foram removidos com discos de carboneto de silício de grão 80 numa polidora sob constante refrigeração até atingir as dimensões pretendidas (DAP-U, Struers, Dinamarca) (Figura 5-b e c).

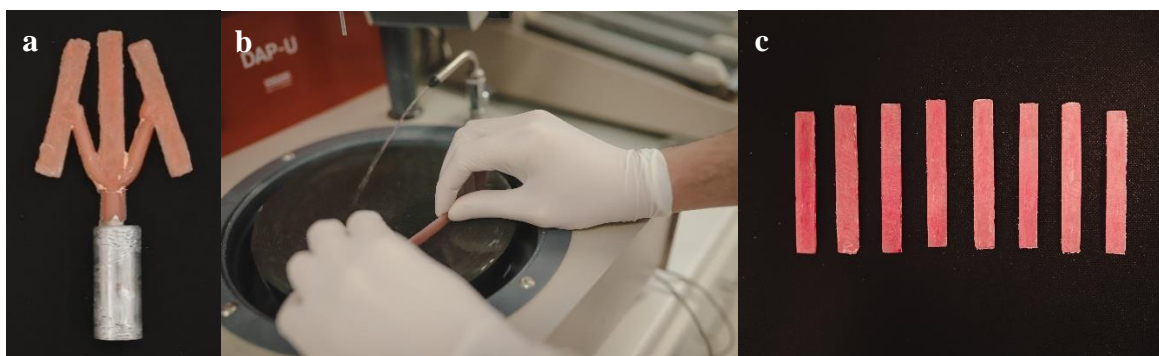


Figura 5: a) Espécimes após injeção e b) e c) Após eliminação dos excessos

Para a preparação dos espécimes de resina acrílica termopolimerizável, foi colocado gesso tipo III Pro-Solid (Saint-Gobain Formula, Reino Unido) num dos lados da mufla e a contra-mufla foi preenchida com silicone de adição consistência *putty* (Zetalabor 5 Kg + 2 Idurent Gel 60 mL, Zhermack S.P.A, Itália, Lotes 0000304052 e 1112387-Z2017-05) onde foram colocados os padrões de cera (Figura 6-a). Após a eliminação da cera, seguiram-se os procedimentos de confecção das próteses dentárias – inclusão, prensagem e termopolimerização, com ciclo de polimerização *standard* – 100.°C durante 45 minutos.

Após arrefecimento, os espécimes foram retirados da mufla e os excedentes foram também removidos com discos de carboneto de silício de grão (Figura 6-b).

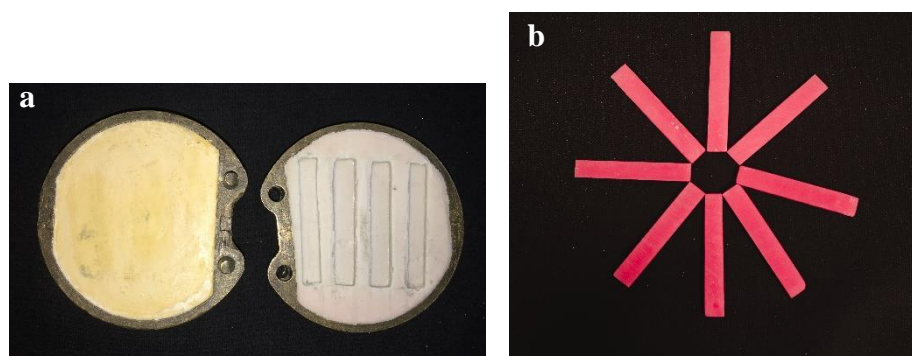


Figura 6: a) Mufla e contra-mufla com silicone de adição e b) Espécimes da resina ProBase® Hot após eliminação dos excessos

Todos os espécimes foram polidos segundo as indicações do fabricante, durante o mesmo tempo laboratorial e pelo mesmo operador, por forma a minimizar a introdução de vieses no procedimento.

O polimento dos espécimes flexíveis foi iniciado com a passagem de lixa de água nº600, cortada em tiras de 15cm x 2cm, colocada num mandril de porta-lixas, a baixa velocidade e sem refrigeração. De seguida foi utilizada uma borracha de polimento cinzenta convencional e, por fim, pedra-pomes. O brilho foi conseguido pela passagem de uma pasta de brilho da marca Deflex® (Nuxen SRL, Buenos Aires, Argentina).

Para os espécimes de resina acrílica termopolimerizável foi apenas necessário o polimento com pedra-pomes seguido da pasta de polimento universal (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein, lote LWL4112) (Figura 7). Todas as etapas de polimento tiveram a duração de 30 segundos, nas duas superfícies de cada espécime.



Figura 7: Espécimes de cada resina após polimento: a) ProBase® Hot; b) Classic SR; c) Supra SF

Os espécimes foram imersos em água destilada e colocados numa estufa (Ehret TK/L 4105, Emmendingen, Alemanha) a 37.°C, durante 48 horas, antes dos procedimentos de desinfecção, para minimizar possíveis alterações dimensionais e a libertação de monómero residual (Figura 8).



Figura 8: Espécimes nos respetivos copos na estufa

3.2.Envelhecimento Térmico

Todos os espécimes foram envelhecidos termicamente durante 1000 ciclos alternados entre 5.°C e 55.°C (20 segundos em cada banho) com 5 segundos de intervalo, numa termocicladora (Refri 200-E, Aralab, Cascais, Portugal) (Figura 9).



Figura 9: Espécimes na termocicladora

3.3. Protocolo de Desinfecção Química

Após termociclagem, os espécimes de cada resina seguiram diferentes métodos de desinfecção química. Para tal, foram aleatoriamente divididos em 4 subgrupos (SG) (n=8):

- SG 1 – espécimes imersos em 200 mL de água destilada a 37.°C durante 5 minutos com uma pastilha Corega® Oxigénio Bio-Ativo;
- SG 2 – espécimes imersos em 200 mL de água destilada a 37.°C durante 15 minutos com uma pastilha Corega® Branqueador;
- SG 3 – espécimes imersos em 200 mL de água destilada diluída com 15 mL de hipoclorito de sódio a 2,5%, durante 10 minutos;
- SG 4 – espécimes imersos em 200 mL de água destilada a 37.°C durante 10 minutos (grupo controlo).

Os 8 espécimes de cada subgrupo foram imersos de uma forma individualizada, em copos de vidro, durante o mesmo período (Figura 10).

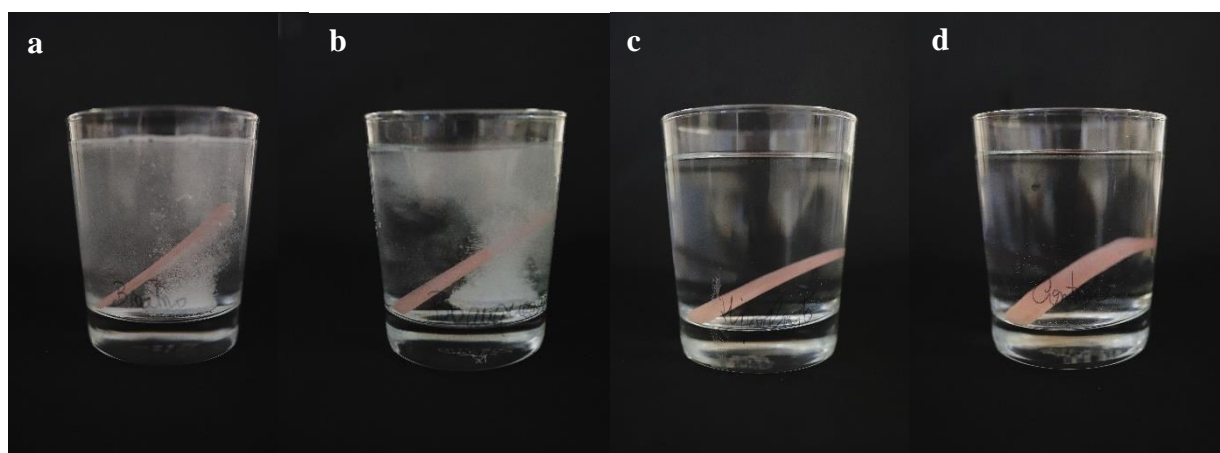


Figura 10: a) Espécime do SG 1; b) Espécime do SG 2; c) Espécime do SG 3; d) Espécime do SG 4

Depois de cada imersão, os espécimes foram lavados em água corrente durante 10 segundos, limpos com papel absorvente e deixados ao ar durante 8 horas por forma a simular o período de tempo em que as próteses removíveis devem permanecer fora da boca. Após este período de tempo e até novo período de desinfecção os espécimes foram mantidos em água destilada, dentro de uma estufa a 37.°C.

Estes procedimentos foram realizados diariamente, durante 30 dias, para simular a utilização de um portador de prótese removível durante o período de um mês, com exceção do subgrupo 4, cuja imersão em hipoclorito ocorreu apenas uma vez por semana.

3.4. Teste de Resistência à Flexão

Tendo em conta que os testes de resistência à flexão são testes destrutivos, foram calculados os valores de resistência à flexão em dezasseis novos espécimes que não foram submetidos a processos de desinfecção: oito foram testados antes do envelhecimento térmico (Figura 11, seta cor de laranja) e os outros oito depois (Figura 11, seta verde). Os restantes testes de resistência à flexão foram realizados nos noventa e seis espécimes que passaram pelo envelhecimento térmico e pelo protocolo de desinfecção química (Figura 11, seta azul).

Utilizou-se uma máquina de teste universal servo-hidráulica (Instron Modelo 4502) para realizar testes de resistência à flexão usando um dispositivo de flexão de 3 pontos.

A largura e espessura de cada espécime foi medida utilizando um micrómetro digital de precisão de 0,01 mm (Mitutoyo Digimatic, MFG. Co., Ltd Tokyo, Japan) e os seus valores médios foram introduzidos no *software* antes do teste.

Os espécimes foram colocados entre dois suportes distanciados 50 mm e selecionou-se a velocidade de 5 mm por minuto da máquina de teste, conforme descrito pelas normas da ISO 20795-1: 2013. A carga máxima exercida nos espécimes foi registada em Newtons (N) e os valores de resistência à flexão foram calculados, utilizando a seguinte fórmula:

$$FS = \frac{3Wl}{2bd^2}$$

Em que FS representa a resistência à flexão, em megapascal (MPa), *W* é a carga máxima aplicada ao espécime (N), *l* é a distância entre os suportes (50 mm), *b* é a largura do espécime (mm) e *d* é a espessura do espécime (mm).

O envelhecimento térmico, o protocolo de desinfecção química e os testes de resistência à flexão dos espécimes foram realizados no Laboratório de Biomateriais da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa.

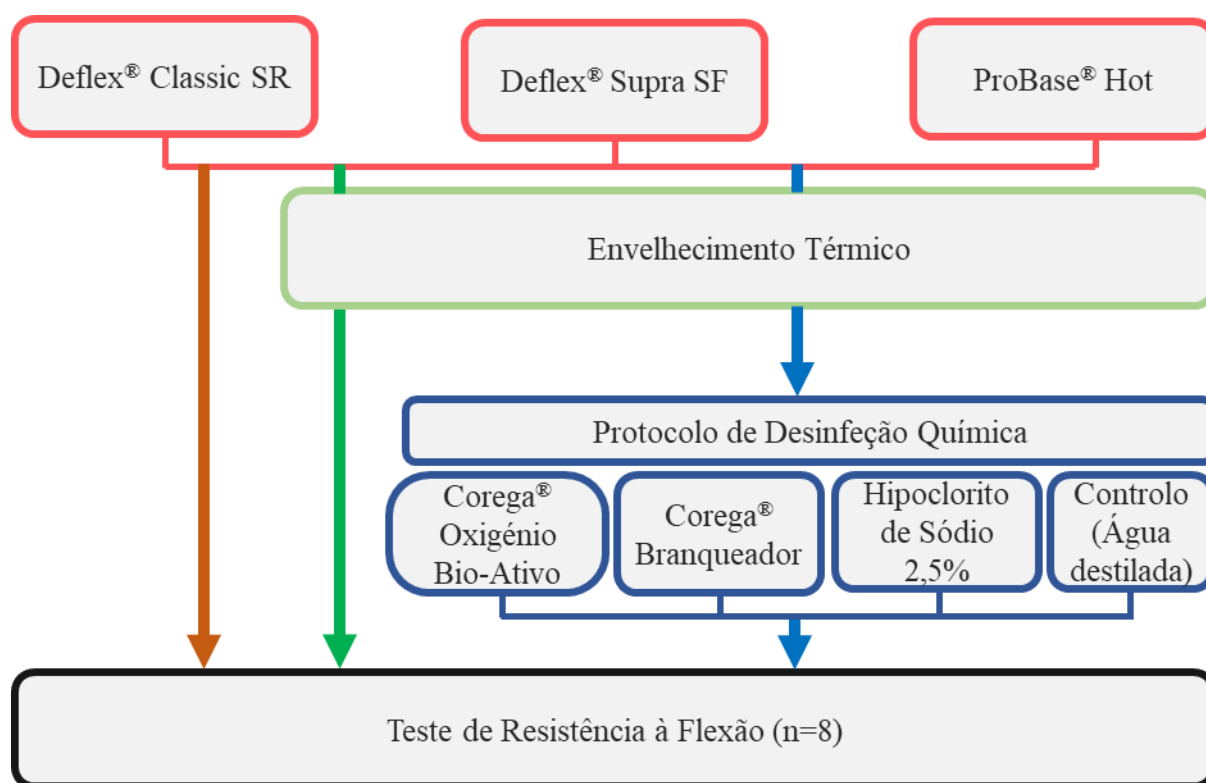


Figura 11: Desenho do protocolo experimental

3.5. Análise Estatística

Após inserção dos dados em Microsoft Excel (Microsoft Office Excel 2016, Redmond, USA), a análise estatística e as representações gráficas foram realizadas com recurso ao software SPSS versão 25 (IBM, Armonk, NY, USA).

A análise descritiva dos valores de resistência à flexão incluiu a média, desvio padrão, mediana e distância interquartil em função do tipo de resina estudada.

Quando os dados não seguiram uma distribuição normal para as variáveis estudadas (verificados pelos testes de normalidade de Shapiro-Wilk), os resultados foram submetidos a testes não paramétricos segundo o teste de Kruskal-Wallis, exceto quando os dados apresentaram distribuição normal em que se utilizou a ANOVA com o teste *post hoc* de Tukey. No caso da análise não paramétrica, as comparações múltiplas foram realizadas usando o teste de U de Mann-Whitney com correções de Bonferroni para determinar se havia diferenças significativas entre os materiais e os subgrupos.

O nível de significância foi estabelecido a 0,05.

4. Resultados

Os valores médios de resistência à flexão da resina Probase® Hot variaram entre 83,15 MPa e 70,95 MPa antes e depois do envelhecimento térmico, respetivamente. No entanto, para a resina Classic SR estes variaram entre 63,03 MPa e 60,37 MPa e para a Supra SF os valores foram de 54,83 MPa e 52,60 MPa, destacando-se por serem os mais baixos (Tabela 3).

A análise descritiva dos valores de resistência à flexão de cada resina, antes e depois do envelhecimento térmico, encontra-se resumida na Tabela 3, enquanto os valores da resistência à flexão após o protocolo de desinfecção química apresentam-se na Tabela 4. Em ambas as tabelas apresentam-se os valores de média, desvio padrão, mediana e distância interquartil.

Tabela 3: Análise descritiva para cada material antes e após envelhecimento térmico

Material	Resistência à Flexão (MPa)			
	Antes do Envelhecimento Térmico		Após Envelhecimento Térmico	
	Média(±DP)	Mediana (DI)	Média (±DP)	Mediana (DI)
Probase® Hot	83,15 (±12,31)	80,08 (23,33)	70,95 (±18,39)	66,90 (34,49)
Classic SR	63,03 (±3,53)	62,74 (5,35)	60,37 (±3,82)	61,18 (3,70)
Supra SF	54,83 (±4,14)	54,49 (8,13)	52,60 (±2,79)	52,50 (2,04)

DP – Desvio Padrão; DI – Distância Interquartil

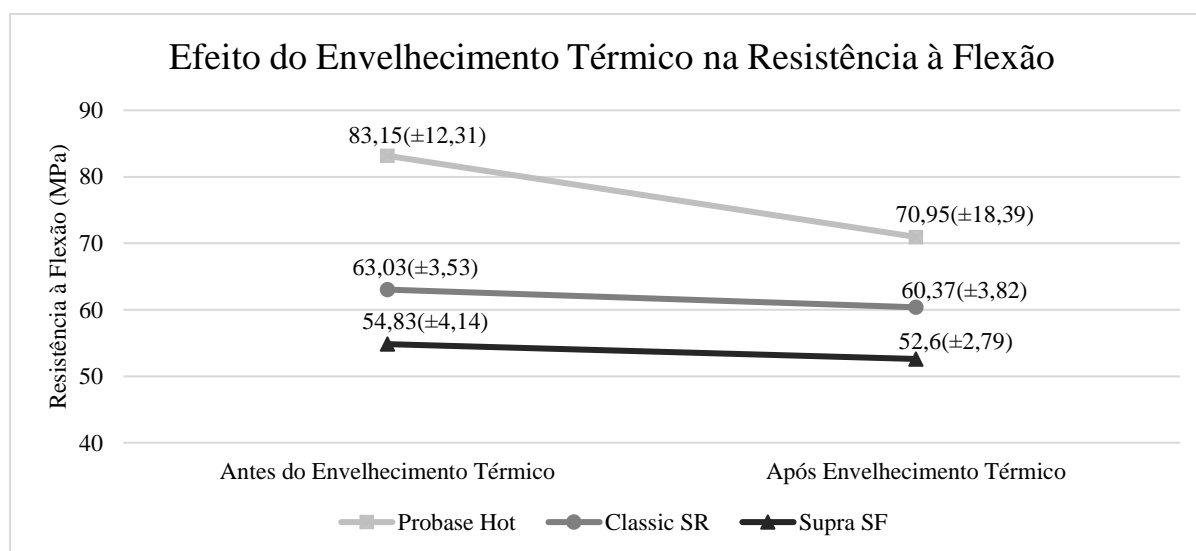


Figura 12: Média e desvio padrão da resistência flexão de cada resina antes e após envelhecimento térmico

No que diz respeito ao efeito do envelhecimento térmico na resistência à flexão das resinas estudadas, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para o Probase® Hot, o Classic SR nem o Supra SF ($p=0.382$; $p=0.141$; $p=0.401$, respetivamente).

Quando comparado o efeito do envelhecimento térmico na resistência à flexão entre as resinas estudadas, foi verificado que a resina Probase® Hot é estatisticamente diferente das resinas flexíveis ($p<0.001$) e que entre as resinas Classic SR e Supra SF não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p=0.056$).

Tabela 4: Análise descritiva para cada material após protocolo de desinfecção química

Material	Resistência à Flexão (MPa)		
	Subgrupo	Média(±DP)	Mediana (DI)
Probase® Hot	Corega® Oxigénio Bio-Ativo	71,13 (±10,29)	66,83 (14,82)
	Corega® Branqueador	69,99 (±8,04)	69,08 (16,11)
	Hipoclorito de Sódio 2,5%	79,39 (±8,56)	78,27 (17,33)
	Água Destilada (Controlo)	77,65 (±16,70)	83,22 (30,52)
Classic SR	Corega® Oxigénio Bio-Ativo	63,67 (±7,10)	66,65 (5,80)
	Corega® Branqueador	63,57 (±4,21)	63,94 (8,14)
	Hipoclorito de Sódio 2,5%	64,80 (±4,82)	64,60 (6,67)
	Água Destilada (Controlo)	63,44 (±2,18)	63,32 (3,40)
Supra SF	Corega® Oxigénio Bio-Ativo	43,93 (±2,45)	43,15 (3,75)
	Corega® Branqueador	39,76 (±2,86)	39,39 (3,85)
	Hipoclorito de Sódio 2,5%	43,61 (±3,37)	43,17 (4,99)
	Água Destilada (Controlo)	42,23 (±3,42)	42,62 (5,97)

DP – Desvio Padrão; DI – Distância Interquartil

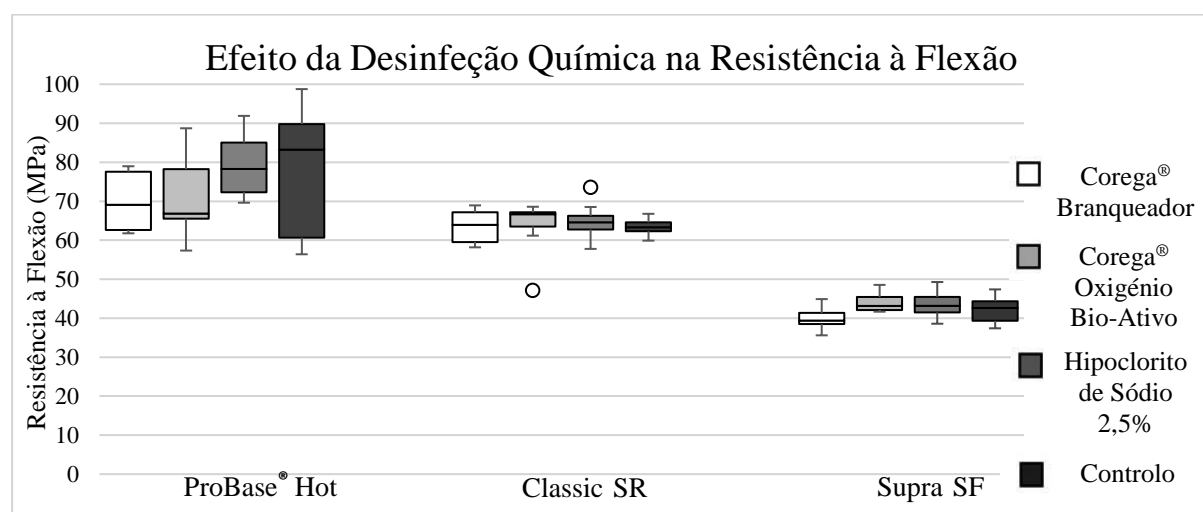


Figura 13: Média, desvio padrão, mediana e distância interquartil da resistência à flexão de cada resina após protocolo de desinfecção química

Na tabela 4 podemos verificar que os valores mais altos de resistência à flexão após a desinfecção química foram encontrados na resina ProBase[®] Hot, cujos valores médios variaram entre 79,39 MPa e 69,99 MPa, nos diferentes subgrupos. No que diz respeito às resinas flexíveis, a resistência à flexão da Classic SR oscilou entre 64,80 MPa e 63,44 MPa, sendo os valores mais baixos observados na Supra SF, divergindo entre 43,93 MPa e 39,76 MPa.

Em relação aos métodos de desinfecção química, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas em nenhum dos subgrupos das resinas Probase[®] Hot e Classic SR ($p>0,05$). No entanto, foram encontradas diferenças significativas para a resina Supra SF entre os subgrupos Corega[®] Oxigênio Bio-Ativo e Corega[®] Branqueador ($p=0,007$) e entre os subgrupos Corega[®] Branqueador e Hipoclorito de Sódio 2,5% ($p=0,027$). A pastilha Corega[®] Branqueador apresentou valores de resistência à flexão estatisticamente inferiores quando comparada com os outros subgrupos.

Quando comparado o efeito dos métodos de desinfecção química na resistência à flexão entre as resinas estudadas foi possível constatar que nos subgrupos:

- Corega[®] Oxigênio Bio-Ativo: não existem diferenças estatisticamente significativas entre as resinas Probase[®] Hot e Classic SR ($p=0,401$) mas existem diferenças entre as resinas Probase[®] Hot e Supra SF ($p=0,001$) e entre as resinas Classic SR e Supra SF ($p=0,001$);
- Corega[®] Branqueador: não existem diferenças estatisticamente significativas entre as resinas Probase[®] Hot e Classic SR ($p=0,141$) mas existem diferenças entre as resinas Probase[®] Hot e Supra SF ($p=0,001$) e entre as resinas Classic SR e Supra SF ($p=0,001$);
- Hipoclorito de sódio 2,5%: existem diferenças estatisticamente significativas entre as três resinas ($p<0,001$);
- Água Destilada (controle): existem diferenças estatisticamente significativas entre as três resinas ($p<0,05$).

5. Discussão

As resinas de PMMA são, atualmente, as mais utilizadas para a confecção de próteses removíveis pelas suas propriedades físicas e mecânicas.^(4,6,7) No entanto, apresentam algumas desvantagens, das quais se podem destacar as alterações dimensionais e a libertação de monómero residual no decorrer da sua reação de polimerização e o facto de serem resinas pouco estéticas.^(4,6,7) Estas desvantagens e o aumento da exigência estética por parte dos pacientes, criou a necessidade de lançar novas próteses no mercado – as próteses flexíveis, constituídas por *nylon*, um polímero termoplástico que pertence à família das poliamidas, que conferem às próteses grande flexibilidade e uma coloração rosa natural semelhante à gengiva, permitindo conciliar a sua função com a estética.^(1,2,4,8)

As soluções químicas têm sido utilizadas para complementar a higiene das próteses removíveis, por se acreditar que reduzem a quantidade do biofilme que se deposita na sua superfície. Este biofilme pode conduzir ao aparecimento de infeções orais, nomeadamente a estomatite protética, pelo que deve ser devidamente eliminado.^(6,18-21) O impacto das soluções químicas sobre o PMMA está já bem estudado.^(11,17,18,20,24-27) Todavia, é pouco estudado o efeito destes produtos químicos sobre o *nylon*, constituinte principal das próteses flexíveis. Para além disso, são escassos os estudos sobre o efeito que as alterações de temperatura exercem sobre as próteses flexíveis, quando diariamente sujeitamos as nossas reabilitações removíveis ao calor de um café e ao frio de uma bebida fria ou de um gelado.^(11,17,18,20,24-27)

Para colmatar esta lacuna, o presente trabalho laboratorial pretendeu avaliar o efeito do envelhecimento térmico e da desinfecção química na resistência à flexão de duas resinas flexíveis – Deflex[®] Classic SR e Supra SF – e de uma resina acrílica termopolimerizável – ProBase[®] Hot, uma das mais utilizadas para a confecção das bases das próteses.

A resistência à flexão de um material define-se como a sua capacidade para resistir à deformação quando sujeito a forças funcionais durante a mastigação. Um baixo valor de resistência à flexão de resinas das bases das próteses é considerado a principal razão de falha clínica, manifestando-se possivelmente como uma fratura da prótese removível.^(5,30) É uma das propriedades mais importantes para avaliar a longevidade e o desempenho clínico das reabilitações, uma vez que as próteses são sujeitas, de uma forma continuada, a forças de compressão, aquando da mastigação ou deglutição.^(5,18,30)

As duas resinas de poliamida utilizadas neste estudo apresentaram valores de resistência à flexão inferiores a 65 MPa, valor referido como limite para aceitação clínica pelas especificações das normas ISO. No entanto, estas normas não englobam resinas constituídas

por *nylon*, pelo que não podemos estabelecer comparações com estes valores de referência. E, provavelmente, o limiar deverá ser inferior nestas resinas por causa da sua constituição química. Torna-se, então, importante a criação de especificações que abranjam este novo grupo de resinas para que se possam inferir implicações clínicas a partir de resultados laboratoriais.

De acordo com o fabricante, estas resinas flexíveis distinguem-se por apresentarem ao mesmo tempo a rigidez necessária para distribuir as forças mastigatórias e a flexibilidade suficiente para diminuir a pressão excessiva sobre os dentes pilares. Esta informação foi comprovada durante o teste de resistência à flexão uma vez que nenhum espécime das resinas de poliamida fraturou, ao contrário dos espécimes da resina acrílica cuja fratura ocorreu em todos os espécimes. Ainda segundo o respetivo fabricante, a resina Supra SF é 63% mais flexível que a Classic SR, destacando-se de toda a sua gama por ser a mais recente da linha de injetáveis da marca Deflex[®]. A novidade incentivou a sua utilização no presente estudo. A escolha da resina Classic SR prendeu-se com o facto de ter sido a primeira resina injetável da sua marca, tornando-se a referência com as quais as outras resinas são comparadas.

O presente estudo laboratorial foi realizado pelo mesmo operador, desde a confeção dos espécimes até às medições finais de resistência à flexão, por forma a minimizar a introdução de vieses que pudessem levar a alterações dos resultados obtidos.

Estando conscientes de que um estudo *in vitro* desta natureza pode acarretar limitações aquando da extrapolação dos resultados obtidos para a cavidade oral, procurou-se, em cada etapa, mimetizar ao máximo as condições clínicas. As contantes alterações de temperatura na cavidade oral, fruto da ingestão de alimentos e bebidas, foram simuladas com a colocação dos espécimes numa termocicladora durante 1000 ciclos alternados entre 5.°C e 55.°C (20 segundos em cada banho) com 5 segundos de intervalo, o correspondente a um período de 30 dias de utilização de prótese.^(12,13,35) Os mesmos 30 dias de utilização foram respeitados no que à desinfeção química disse respeito.

Após cada desinfeção os espécimes foram deixados em seco, à temperatura ambiente, durante 8 horas, por forma a mimetizar o período de tempo em que as próteses removíveis devem permanecer fora da cavidade oral. Após este período de tempo e até novo período de desinfeção, foram mantidos em água destilada, dentro de uma estufa a 37.°C por forma a conseguir simular as condições de humidade do meio oral.

O envelhecimento térmico, por 30 dias, não influenciou de forma significativa a resistência à flexão das resinas estudadas, o que não permite rejeitar a primeira hipótese nula. Estes dados não estão de acordo com os estudos de Takahashi *et al.*,⁽¹²⁾ e Ragain *et al.*,⁽¹³⁾ uma vez que estes autores encontraram uma diminuição estatisticamente significativa após termociclagem de

resinas de poliamida. Ao contrário do nosso estudo, no qual os espécimes foram submetidos a 1000 ciclos de termociclagem (em representação de 1 mês de utilização de prótese removível), no estudo de Takahashi *et al.* foram realizados 50 000 ciclos e no estudo de Ragain *et al.*, 5000 ciclos, os quais representam períodos mais longos de envelhecimento, situação que pode justificar as diferenças. Poderíamos pensar, em primeira instância, que o baixo número de ciclos do nosso estudo tivesse tido repercussão nos resultados. No entanto, Ayaz *et al.*⁽³⁶⁾ avaliaram o efeito de 15 000 e de 30 000 ciclos de termociclagem na resistência à flexão de duas resinas de poliamida e de duas resinas acrílicas e também não encontraram diferenças estatisticamente significativas.

Embora o período de envelhecimento não tenha tido repercussões negativas na resistência à flexão das resinas, foram encontradas diferenças na forma como as resinas em estudo responderam a esse envelhecimento. A diminuição dos valores verificada na resina ProBase® Hot mostrou ser estatisticamente diferente daquela observada nas resinas flexíveis. Já para as resinas Classic SR e Supra SF não se verificaram diferenças estatisticamente significativas. Isto pode dever-se ao facto das resinas de poliamida apresentarem uma maior resistência mecânica do que as resinas acrílicas tal como descrito no estudo de Pinto *et al.*⁽²⁵⁾. Estas diferenças permitem rejeitar a segunda hipótese nula, uma vez que o efeito do envelhecimento térmico na resistência à flexão das resinas em estudo revelou ser dependente da sua composição química.

Outro fator que também pode justificar o comportamento da resina ProBase® Hot face às resinas de poliamida é a presença de monómero residual resultante da sua reação de polimerização. Vários autores concluíram que o monómero que permanece na resina acrílica pode afetar negativamente as propriedades mecânicas das resinas acrílicas pelo seu efeito plastificante. Consequentemente pode reduzir a sua resistência à flexão.^(18,33,37-39) Para além disso, e de acordo com os estudos de Shah *et al.*⁽⁴⁰⁾ e de Dixon *et al.*⁽⁴¹⁾, o monómero residual parece aumentar a absorção de água e levar a uma consequente expansão do material. Tal não se verifica nas resinas flexíveis, uma vez que apresentam valores muito baixos ou até mesmo inexistentes de monómero residual.

A literatura atual indica que a termociclagem envolve dois fenómenos: a absorção de água e o stress térmico. As moléculas de água penetram nos espaços entre as cadeias poliméricas das resinas, separando-as. Este mecanismo causa uma ligeira expansão da resina e interfere com a interligação da cadeia polimérica, que por sua vez altera as características físicas do polímero.^(12,32,42) Desta forma, a água atua como um plastificante que altera as propriedades físicas e mecânicas das resinas através da formação de micro-fraturas.^(12,17,31,32,38) Por outro lado, o stress térmico é criado como resultado das alterações entre a expansão e contração que

os materiais experienciam durante a termociclagem.⁽¹²⁾ Os estudos de Quassem, *et al.*⁽⁴³⁾ e Hayashi *et al.*⁽⁴⁴⁾ afirmam que a taxa de absorção de água é maior nas resinas acrílicas comparativamente com as resinas flexíveis, o que pode também explicar a diferença significativa encontrada para a resina ProBase[®] Hot.

Vários estudos^(1,11,18,30-33,37) têm investigado os efeitos dos desinfetantes nas propriedades mecânicas e físicas de resinas acrílicas. Contudo existe pouca informação sobre esta relação com a resistência à flexão de resinas termoplásticas.

As soluções desinfetantes tornaram-se cada vez mais populares graças à sua fácil utilização, especialmente em indivíduos com pouca destreza manual.^(11,18,30) Para o presente estudo, foram selecionadas duas pastilhas efervescentes à base de peróxidos alcalinos da marca Corega[®] – Oxigénio Bio-Ativo e Branqueador – com a ideia de que possíveis diferenças na sua composição poderiam causar diferentes efeitos na resistência à flexão de cada resina. O hipoclorito de sódio foi escolhido por ser uma solução de fácil acesso, económica e pelas suas propriedades bactericidas e fungicidas.^(45,46)

No que diz respeito ao protocolo de desinfeção química, os espécimes dos subgrupos das pastilhas Corega[®] foram submersos todos os dias do estudo, segundo as indicações do fabricante, enquanto os que pertenciam ao subgrupo do hipoclorito de sódio 2,5% foram apenas imersos cinco vezes, cada uma com a duração de 10 minutos. Períodos maiores de desinfeção em hipoclorito parecem afetar negativamente as propriedades físicas e mecânicas das resinas, nomeadamente a resistência à flexão, e provocar um branqueamento não desejado das próteses.^(37,45-48) Por outro lado, este procedimento deve ser apenas realizado uma vez por semana e deve ser utilizada uma concentração de 2-3%, 15 mL diluídos em 200 mL de água, não sendo a concentração exata consensual.^(47,45-48)

Pela análise dos resultados obtidos, é possível verificar que apenas foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na resina Supra SF quando utilizada a pastilha Corega[®] Branqueador. Estes resultados permitem rejeitar, parcialmente, a terceira hipótese nula, mostrando que o método de desinfeção química com a pastilha Corega[®] Branqueador influenciou apenas a resistência à flexão da resina Supra SF, envelhecida termicamente.

De acordo com o fabricante, as pastilhas Corega[®] Oxigénio Bio-Ativo e Branqueador apresentam a mesma composição e, quando dissolvidas em água, formam uma solução alcalina de peróxido de hidrogénio, que se decompõe para produzir oxigénio. As suas fórmulas apresentam também óleos essenciais e aromas para melhorar a sua fragância. Estes atuam na superfície das resinas e são uma fonte de potenciais danos devido à sua ação solvente. Contudo, foram apenas observadas diferenças significativas para a pastilha Corega[®] Branqueador, o que

pode ser justificado pelo facto de os espécimes terem sido submersos durante 15 minutos, face aos 5 minutos das pastilhas Corega® Oxigénio Bio-Ativo.

A literatura é consensual no que diz respeito ao uso de desinfetantes: estes podem afetar negativamente as propriedades físicas e mecânicas das resinas se não forem corretamente utilizados. Tal explicação deve-se ao efeito plastificante das soluções na matriz das resinas, levando ao seu amolecimento e à degradação da sua camada superficial, diminuindo a sua resistência à flexão.^(1,11,18,32,37) Para além disso, os peróxidos alcalinos libertam oxigénio quando estão em contacto com substratos orgânicos ou partículas pequenas. Esta libertação torna o material mais poroso e aumenta a absorção e adsorção de substâncias.^(1,11,18,32)

No estudo de Shah *et al.*⁽¹⁾, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas em todas as resinas termoplásticas, após as imersões em soluções desinfetantes. Contudo estas desinfecções decorreram durante o período de 6 meses e no nosso estudo foram apenas durante 30 dias, o que pode justificar a ausência de diferenças significativas nas resinas ProBase® Hot e Classic SR. Os menores valores de resistência à flexão verificados na resina Supra SF, causados pela pastilha Corega® Branqueador, podem ser devidos à sua menor rigidez quando comparada com as outras resinas, pois é a que apresenta uma maior flexibilidade.

Outra razão que pode também afetar os valores de resistência à flexão é a absorção de água pelas resinas durante a termociclagem e durante o protocolo de desinfecção química. A maioria dos polímeros de *nylon* têm uma afinidade com a água e tendem a absorver a humidade, apesar de ser menor quando comparado com as resinas acrílicas, como mencionado anteriormente.^(12, 13) Tal foi possível verificar porque no início do estudo, os espécimes das resinas de *nylon* flutuavam quando colocados nas soluções e, no final do estudo, isso já não acontecia.

Os tempos e temperatura de desinfecção seguiram as indicações do fabricante nos subgrupos das pastilhas Corega® e a literatura atual no subgrupo do hipoclorito de sódio. Tendo em conta os resultados deste estudo, não foram encontradas provas de que a utilização destes produtos, segundo as corretas especificações, afete de forma significativa a resistência à flexão das resinas, podendo ser utilizadas com segurança, com exceção da resina Supra SF, sobre as quais não se deve utilizar as pastilhas Corega® Branqueador.

Quando comparado o tipo de desinfecção química entre as resinas estudadas, foi possível verificar que tanto para a Corega® Oxigénio Bio-Ativo como para a Corega® Branqueador foram encontradas diferenças estatisticamente significativas apenas entre as resinas Supra SF e Classic SR e entre as resinas Supra SF e ProBase® Hot. Estes dados podem ser justificados pelo facto da resina Supra SF apresentar uma maior flexibilidade, sendo então a menos rígida, estando mais suscetível à ação dos peróxidos alcalinos. Para além disso, a diferença entre as

duas resinas flexíveis pode ser devido a diferentes percentagens de *nylon* em cada material, tal como descrito por Abhay *et al.*⁽⁵⁾ A resina Supra SF, como apresenta uma menor rigidez, parece ser mais propícia ao efeito plastificante das soluções químicas e, consequentemente, a sua superfície é mais afetada negativamente.

No que diz respeito ao hipoclorito de sódio, quando comparado o seu efeito entre as três resinas, os valores de resistência à flexão alteraram de forma estatisticamente significativa. Estes resultados estão de acordo com a literatura uma vez que apesar do hipoclorito ser recomendado pela *American Dental Association* para a desinfecção das próteses, sabe-se que produz alterações nas propriedades físicas e mecânicas das resinas, independentemente da sua composição química.^(29,46-48)

Assim, com base dos dados supra mencionados, é possível rejeitar parcialmente a quarta hipótese nula uma vez que a resina Supra SF se mostrou estatisticamente diferente das outras resinas quando sujeitas ao efeito das pastilhas efervescentes. Por outro lado, verificou-se que o efeito do hipoclorito de sódio na resistência à flexão das resinas envelhecidas termicamente é dependente da sua composição química.

Neste estudo foi avaliado o efeito do envelhecimento térmico e da desinfecção química na resistência à flexão de resinas das bases das próteses, durante o período de 30 dias. No entanto, num portador de prótese removível, as resinas são sujeitas a um número de desinfecções muito superior durante a sua utilização. Acresce ainda que apenas se avaliou duas de várias resinas de poliamida existentes no mercado e uma única resina acrílica termopolimerizável. Desta forma, devem ser realizados estudos com uma maior diversidade de resinas, que simulem envelhecimentos mais longos e que avaliem outras propriedades nestas resinas termoplásticas, como por exemplo a cor.

Assim, e tendo em consideração os resultados obtidos neste estudo, parece ser possível afirmar que os valores de resistência à flexão das resinas estudadas não diminuíram de forma significativa após o envelhecimento térmico, equivalente a 1 mês de utilização de prótese removível.

Para além disso, também podemos aferir que aos portadores de próteses à base da resina ProBase[®] Hot e da resina Classic SR podemos recomendar a utilização das pastilhas Corega[®] e do hipoclorito de sódio a 2,5%. Contudo, para os pacientes que utilizem próteses à base da resina Supra SF, o uso da pastilha Corega[®] Branqueador deve ser evitado.

6. Conclusões

Dos resultados obtidos neste estudo e tendo em consideração as condições laboratoriais em que o mesmo foi desenvolvido, pode-se concluir que:

- I. O envelhecimento térmico das resinas, por 30 dias, não influenciou a sua resistência à flexão;
- II. O efeito do envelhecimento térmico mostrou ser dependente da composição química das resinas;
- III. O método de desinfecção química com a pastilha Corega® Branqueador apenas influenciou a resistência à flexão da resina Supra SF;
- IV. O efeito dos métodos de desinfecção química na resistência à flexão revelou ser depende da composição química da resinas.

Referências Bibliográficas

1. Shah VR, Shah DN, Chauhan CJ, Doshi PJ, Kumar A. Evaluation of flexural strength and color stability of different denture base materials including flexible material after using different denture cleansers. *J Indian Prosthodont Soc.* 2015 Oct-Dec;15(4):367-73.
2. Petersen PE, Bourgeois D, Bratthall D, Ogawa H. Oral health information systems--towards measuring progress in oral health promotion and disease prevention. *Bull World Health Organ.* 2005 Sep;83(9):686-93.
3. Hamid D. Microhardness of flexible denture base materials - Effect of microwave and chemical disinfection methods. *Egypt Dent J.* 2013 Apr;59(2):1383-92.
4. Polychronakis NC, Polyzois GL, Lagouvardos PE, Papadopoulos TD. Effects of cleansing methods on 3-D surface roughness, gloss and color of a polyamide denture base material. *Acta Odontol Scand.* 2015 Jul;73(5):353-63.
5. Abhay PN, Karishma S. Comparative evaluation of impact and flexural strength of four commercially available flexible denture base materials: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013 Dec;13(4):499-508.
6. Moussa AR, Dehis WM, Elboraey AN, ElGabry HS. A Comparative Clinical Study of the Effect of Denture Cleansing on the Surface Roughness and Hardness of Two Denture Base Materials. *Open Access Maced J Med Sci.* 2016 Sep;4(3):476-81.
7. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J Prosthodont.* 2012 Apr;21(3):173-6.
8. Singh R, Chawla PS, Shaw E, Av R, Mehrotra A, Pandey V. Comparison of Flexural Strength and Surface Roughness of two Different Flexible and Heat Cure Denture Base Material: An in Vitro Study. *J Contemp Dent Pract.* 2018 Oct;19(10):1214-20.
9. Gomes S, Cury A. Flexible resins: an esthetic option for partially edentulous patients. *Rev Gaúch Odontol.* 2014 Mar;63(1):81-6.
10. Al-Takai I. The effect of different disinfectant solutions on shear bond strength of acrylic teeth to flexible denture base material. *Al-Rafidain Dent J.* 2014;14(1):145-52.
11. Durkan R, Ayaz EA, Bagis B, Gurbuz A, Ozturk N, Korkmaz FM. Comparative effects of denture cleansers on physical properties of polyamide and polymethyl methacrylate base polymers. *Dent Mater J.* 2013;32(3):367-75.
12. Takahashi Y, Hamanaka I, Shimizu H. Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontol. Scand.* 2012 Jul;70(4):297-302.

13. Ragain JJ, Umsted D, Morrow B, Powell C, Legrand L. Effect of aging and denture cleansers on the flexural strength and surface microhardness of two flexible denture materials. *Int J Dent Oral Health*. 2015 Aug;1(6):476-481.
14. Matos AO, Costa JO, Beline T, Ogawa ES, Assuncao WG, Mesquita MF, et al. Effect of Disinfection on the Bond Strength between Denture Teeth and Microwave-Cured Acrylic Resin Denture Base. *J Prosthodont*. 2018 Feb;27(2):169-176.
15. Lira AF, Consani RL, Mesquita MF, Paula AB. Surface hardness of acrylic resins exposed to toothbrushing, chemical disinfection and thermocycling. *Journal of Research and Practice in Dentistry*. 2014 Apr.
16. Yuzugullu B, Acar O, Cetinsahin C, Celik C. Effect of different denture cleansers on surface roughness and microhardness of artificial denture teeth. *J Adv Prosthodont*. 2016 Oct; 8(5): 333–338.
17. Panariello BH, Izumida FE, Moffa EB, Pavarina AC, Jorge JH, Giampaolo ET. Effects of short-term immersion and brushing with different denture cleansers on the roughness, hardness, and color of two types of acrylic resin. *Am J Dent*. 2015 Jun;28(3):150-6.
18. Peracini A, Davi LR, de Queiroz Ribeiro N, de Souza RF, Lovato da Silva CH, de Freitas Oliveira Paranhos H. Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin. *J Prosthodont Res*. 2010 Apr;54(2):78-83.
19. Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE, Souza JF, Jorge JH. Changes in roughness of denture base and reline materials by chemical disinfection or microwave irradiation: surface roughness of denture base and reline materials. *J Appl Oral Sci*. 2011 Sep-Oct; 19(5): 521–528.
20. Panariello BH, Izumida FE, Moffa EB, Pavarina AC, Jorge JH, Giampaolo ET. Effect of mechanical toothbrushing combined with different denture cleansers in reducing the viability of a multispecies biofilm on acrylic resins. *Am J Dent*. 2016 Jun;29(3):154-60.
21. Machado AL, Breeding LC, Vergani CE, da Cruz Perez LE. Hardness and surface roughness of reline and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. *J Prosthet Dent*. 2009 Aug;102(2):115-22.
22. Campanha NH, Pavarina AC, Jorge JH, Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET. The effect of long-term disinfection procedures on hardness property of resin denture teeth. *Gerodontology*. 2012 Jun;29(2):e571-6.
23. Richmond R, Macfarlane TV, McCord JF. An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterial formulations as a result of toothbrush/dentifrice abrasion. *Dent Mater*. 2004 Feb;20(2):124-32.

24. Martins EG, Moretti Neto RT. Effect of repeated cycles of chemical disinfection in micro hardness of acrylic resins of complete denture base. *Rev Gaúch Odontol*. 2017 July-Sept;65(3):196-201.
25. Pinto Lde R, Acosta EJ, Tavora FF, da Silva PM, Porto VC. Effect of repeated cycles of chemical disinfection on the roughness and hardness of hard relined acrylic resins. *Gerodontology*. 2010 Jun;27(2):147-53.
26. Machado AL, Giampaolo ET, Pavarina AC, Jorge JH, Vergani CE. Surface roughness of denture base and relined materials after disinfection by immersion in chlorhexidine or microwave irradiation. *Gerodontology*. 2012 Jun;29(2):e375-82.
27. Silva PM, Acosta EJ, Jacobina M, Pinto Lde R, Porto VC. Effect of repeated immersion solution cycles on the color stability of denture tooth acrylic resins. *J Appl Oral Sci*. 2011 Nov-Dec;19(6):623-7.
28. Sartori EA, Schmidt CB, Mota EG, Hirakata LM, Shinkai RS. Cumulative effect of disinfection procedures on microhardness and tridimensional stability of a poly(methyl methacrylate) denture base resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Aug;86(2):360-4.
29. Szczepanski F, Szczepanski CR, Berger SB, Consani RL, Gonini-Junior A, Guiraldo RD. Effect of sodium hypochlorite and peracetic acid on the surface roughness of acrylic resin polymerized by heated water for short and long cycles. *Eur J Dent*. 2014 Oct-Dec; 8(4): 533–537.
30. Sato S, Cavalcante MR, Orsi IA, Paranhos Hde F, Zaniquelli O. Assessment of flexural strength and color alteration of heat-polymerized acrylic resins after simulated use of denture cleansers. *Braz Dent J*. 2005 Aug;16(2):124-8.
31. Goiato MC, Dos Santos DM, Baptista GT, Moreno A, Andreotti AM, Dekon SF. Effect of thermal cycling and disinfection on microhardness of acrylic resin denture base. *J Med Eng Technol*. 2013 Apr;37(3):203-7.
32. Goiato MC, Dos Santos DM, Baptista GT, Moreno A, Andreotti AM, Bannwart LC, et al. Effect of thermal cycling and disinfection on colour stability of denture base acrylic resin. *Gerodontology*. 2013 Dec;30(4):276-82.
33. Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Vergani CE, Giampaolo ET. Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. *J Prosthet Dent*. 2005 Feb;93(2):171-6.

34. Soygun K, Bolayir G, Boztug A. Mechanical and thermal properties of polyamide versus reinforced PMMA denture base materials. *J Adv Prosthodont*. 2013 May; 5(2): 153–160.
35. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999 Feb;27(2):89-99.
36. Ayaz EA, Bagis B, Turgut S. Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2015 Oct 16;13(3):e280-6.
37. Savabi O, Attar K, Nejatidanesh F, Goroohi H, Badrian H. Effect of different chemical disinfectants on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resins. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2013 Sep;21(3):105-8.
38. Orsi IA, Andrade VG. Effect of chemical disinfectants on the transverse strength of heat-polymerized acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *J Prosthet Dent*. 2004 Oct;92(4):382-8.
39. Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Magnani R. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of relined acrylic resins. *J Prosthodont*. 2006 Jul-Aug;15(4):235-42.
40. Shah J, Bulbule N, Kulkarni S, Shah R, Kakade D. Comparative evaluation of sorption, solubility and microhardness of heat cure polymethylmethacrylate denture base resin & flexible denture base resin. *J Clin Diagn Res*. 2014 Aug; 8(8): ZF01–ZF04.
41. Dixon DL, Breeding LC, Ekstrand KG. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. *J Prosthet Dent*. 1992 Jul;68(1):196-200.
42. Goiato MC, dos Santos DM, Moreno A, Iyda MG, Rezende MC, Haddad MF. Effect of disinfection and storage on the flexural strength of ocular prosthetic acrylic resins. *Gerodontology*. 2012 Jun;29(2):e838-44.
43. Quassem M, Mahross H. Comparative Evaluation of Porosities and Solubility for Different Non-Metallic Denture Base Material. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2018 Oct;12(10):ZC18-ZC22.
44. Yokoyama N, Machi H, Hayashi K, Uchida T, Ono T, Nokubi T. Physical properties of Polyamide resin(nylon group) as a polymeric material for dentures. *JNADT*. 2004;25:87-92.
45. Badaro MM, Salles MM, de Arruda CNF, Oliveira VC, de Souza RF, Paranhos HFO, et al. In Vitro Analysis of Surface Roughness of Acrylic Resin Exposed to the Combined

Hygiene Method of Brushing and Immersion in *Ricinus communis* and Sodium Hypochlorite. J Prosthodont. 2017 Aug;26(6):516-521.

46. Gonçalves LF, Neto D, Bonan R, Carlo H, Batista A. Complete and Partial Removable Dentures Cleansing Methods. R bras ci Saúde. 2011;15(1):87-94.

47. Catão C, Ramos I, Silva Neto J, SDuarte S, Batista A, Dias A. Chemical substance efficiency in the biofilm removing in complete denture. Rev Odontol UNESP. 2007 Jan;36(1):53-60.

48. Felton D, Cooper L, Duqum I, Minsley G, Guckes A, Haug S, et al. J Prosthodont. 2011 Feb;20 Suppl 1:S1-S12. Journal of the American Dental Association. 2011;142 Suppl 1:1S-20S.

Apêndices

Apêndices

Valores de Resistência à Flexão – Espécimes Não Envelhecidos Termicamente

Material	Espécime	Carga Máxima Aplicada ao Espécime (kN)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Resistência à Flexão (MPa)
Probase® Hot	1	0,11	9,94	3,22	79,9034
	2	0,09	9,53	3,21	68,0512
	3	0,10	10,00	3,24	72,0165
	4	0,15	9,80	3,36	100,8694
	5	0,13	9,76	3,29	93,7116
	6	0,08	9,23	2,93	80,2639
	7	0,08	9,90	2,93	73,8612
	8	0,15	10,04	3,38	96,5118
Classic SR	1	0,10	9,88	3,40	64,7476
	2	0,10	9,85	3,37	69,1232
	3	0,09	10,03	3,24	64,1081
	4	0,08	10,01	3,08	60,2629
	5	0,08	10,08	3,28	58,5783
	6	0,09	9,82	3,27	65,8545
	7	0,08	10,03	3,22	60,2192
	8	0,09	9,97	3,38	61,3689
Supra SF	1	0,06	10,03	2,91	51,7454
	2	0,06	10,07	3,04	50,2080
	3	0,10	10,04	3,45	61,1291
	4	0,06	10,04	3,08	50,8696
	5	0,09	9,86	3,36	60,5711
	6	0,08	9,95	3,34	53,9874
	7	0,08	10,03	3,32	55,1537
	8	0,07	9,89	3,10	55,0015

Valores de Resistência à Flexão – Espécimes Envelhecidos Termicamente

Material	Espécime	Carga Máxima Aplicada ao Espécime (kN)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Resistência à Flexão (MPa)
Probase® Hot	1	0,08	10,01	3,15	60,9368
	2	0,09	9,88	3,48	53,3427
	3	0,10	10,02	3,38	68,4662
	4	0,12	9,83	3,34	83,5769
	5	0,09	9,93	3,27	65,3369
	6	0,05	9,68	3,01	46,3503
	7	0,15	9,64	3,41	97,8189
	8	0,10	10,03	2,84	91,7823
Classic SR	1	0,08	9,79	3,20	62,7683
	2	0,08	9,95	3,08	61,7387
	3	0,08	9,98	3,25	59,9779
	4	0,10	10,16	3,43	60,6117
	5	0,08	10,02	3,32	52,0171
	6	0,10	10,04	3,35	64,3672
	7	0,09	10,07	3,37	58,7598
	8	0,09	9,97	3,22	62,7582
Supra SF	1	0,05	9,86	2,76	47,6304
	2	0,07	10,03	3,08	52,5757
	3	0,08	10,01	3,41	52,7719
	4	0,07	10,09	3,05	52,4173
	5	0,08	10,02	3,41	54,0710
	6	0,06	10,06	3,05	51,6119
	7	0,09	9,96	3,44	57,7155
	8	0,07	9,99	3,26	51,9922

Valores de Resistência à Flexão – Protocolo de Desinfecção Química

Material	Subgrupo	Espécime	Carga Máxima Aplicada ao Espécime (kN)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Resistência à Flexão (MPa)
Probase® Hot	Corega® Oxigénio Bio-Ativo	1	0,10	9,91	3,10	81,1938
		2	0,13	9,79	3,30	88,7086
		3	0,07	9,83	2,91	65,5923
		4	0,09	10,06	3,15	67,8469
		5	0,07	9,73	2,92	65,8134
		6	0,10	10,08	3,15	77,2355
		7	0,06	9,95	2,82	57,3450
		8	0,10	9,91	3,33	65,3147
	Corega® Branqueador	1	0,07	10,08	2,86	62,7650
		2	0,12	9,96	3,32	78,9739
		3	0,05	9,09	2,47	62,2102
		4	0,08	9,67	3,24	61,7662
		5	0,09	9,69	3,38	63,6165
		6	0,10	10,08	3,10	77,1146
		7	0,09	10,06	3,00	74,5527
		8	0,07	9,73	2,60	78,9056
	Hipoclorito de Sódio 2,5%	1	0,10	10,01	3,05	76,6769
		2	0,10	9,99	3,33	70,6818
		3	0,10	9,95	2,86	90,3092
		4	0,08	10,05	2,80	79,8622
		5	0,09	9,91	3,20	69,6207
		6	0,11	9,92	3,37	72,8295
		7	0,11	9,78	3,24	83,2793
		8	0,14	10,01	3,33	91,8920
	Água Destilada (Controlo)	1	0,15	9,89	3,37	98,7582
		2	0,09	9,91	3,26	61,3134
		3	0,09	9,91	3,35	58,6702
		4	0,13	10,00	3,33	89,8872
		5	0,11	10,00	3,08	89,7337
		6	0,06	9,74	2,97	56,3926
		7	0,13	9,74	3,36	89,1455
		8	0,08	9,88	2,78	77,3018

Material	Subgrupo	Espécime	Carga Máxima Aplicada ao Espécime (kN)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Resistência à Flexão (MPa)
Classic SR	Corega® Oxigénio Bio-Ativo	1	10,02	10,02	3,30	66,5336
		2	9,99	9,99	3,39	47,1012
		3	10,02	10,02	3,23	66,8659
		4	9,94	9,94	3,35	64,2752
		5	9,94	9,94	3,41	68,5869
		6	9,99	9,99	3,32	68,0433
		7	9,97	9,97	3,25	61,1776
		8	9,92	9,92	3,37	66,7714
	Corega® Branqueador	1	10,04	10,04	3,38	67,6760
		2	10,03	10,03	3,33	62,6452
		3	9,86	9,86	3,34	68,9354
		4	9,88	9,88	2,79	59,2925
		5	9,97	9,97	3,29	66,9964
		6	10,05	10,05	2,96	58,1745
		7	10,07	10,07	3,08	59,5898
		8	10,04	10,04	3,35	65,2325
	Hipoclorito de Sódio 2,5%	1	0,11	9,91	3,38	73,5321
		2	0,08	9,94	3,15	63,5711
		3	0,08	10,05	3,29	57,7760
		4	0,08	10,02	3,13	60,2812
		5	0,08	9,96	3,10	65,5066
		6	0,09	9,69	3,26	65,0360
		7	0,09	9,93	3,18	64,1580
		8	0,09	9,88	3,14	68,5228
	Água Destilada (Controlo)	1	0,10	10,09	3,32	64,1994
		2	0,07	9,97	2,98	59,8898
		3	0,08	10,05	3,01	63,0121
		4	0,08	10,04	3,05	62,4752
		5	0,08	9,84	3,10	61,7846
		6	0,09	10,03	3,16	65,7477
		7	0,09	9,72	3,32	63,6330
		8	0,08	9,82	3,07	66,7729

Material	Subgrupo	Espécime	Carga Máxima Aplicada ao Espécime (kN)	Largura (mm)	Espessura (mm)	Resistência à Flexão (MPa)
Supra SF	Corega® Oxigénio Bio-Ativo	1	0,06	10,01	3,14	42,3275
		2	0,07	9,83	3,35	48,5419
		3	0,05	9,20	3,09	41,6655
		4	0,07	10,06	3,32	45,6553
		5	0,06	10,09	3,24	41,7057
		6	0,06	9,97	3,30	42,2065
		7	0,05	9,94	2,98	45,3715
		8	0,06	9,95	3,09	43,9720
	Corega® Branqueador	1	0,06	10,03	3,28	44,8999
		2	0,06	10,00	3,33	39,6342
		3	0,05	10,06	3,18	39,1475
		4	0,06	9,96	3,37	38,9870
		5	0,05	9,87	3,26	35,6072
		6	0,05	9,96	3,04	41,3922
		7	0,06	10,08	3,31	41,3582
		8	0,04	9,38	3,05	37,0455
	Hipoclorito de Sódio 2,5%	1	0,07	9,83	3,37	45,0114
		2	0,07	9,87	3,33	49,2702
		3	0,05	9,70	3,12	41,3032
		4	0,06	10,03	3,29	43,2457
		5	0,06	9,70	3,24	41,5412
		6	0,06	9,91	3,37	38,5839
		7	0,05	10,07	3,08	43,1025
		8	0,07	10,03	3,38	46,7986
	Água Destilada (Controlo)	1	0,06	9,90	3,21	42,4956
		2	0,06	9,97	3,25	45,4381
		3	0,07	10,00	3,38	42,7375
		4	0,05	10,09	3,21	39,4591
		5	0,05	10,03	3,05	43,9691
		6	0,05	10,02	3,07	37,4057
		7	0,04	10,06	2,79	38,9807
		8	0,07	10,03	3,38	47,3877

Anexos

Anexos

1. Instruções do fabricante – Deflex®

Materiais / Parâmetros	Temperatura	Tempo de injeção	Tempo de sustentação	Pressão de ar
M10 XR	305°C +/-10°C	15' min	1' min	6 kg/cm2 +/- 1 = 86 PSI +/- 14
CLASSIC SR	280°C +/-10°C	15' min	1' min	6 kg/cm2 +/- 1 = 86 PSI +/- 14
SUPRA SF	260°C +/-10°C	12' min	1' min	3,5 kg/cm2 +/- 1 = 50 PSI +/- 14
ACRILATO FD	265°C +/-10°C	15' min	1' min	6 kg/cm2 +/- 1 = 86 PSI +/- 14
ACETAL AC	230°C +/-10°C	15' min	1' min	6 kg/cm2 +/- 1 = 86 PSI +/- 14

1.1. Instruções sobre retoques finais e polimento

CORTE DE CONDUTOS

Elemento:	Disco de aço dentado
-----------	----------------------

RETOQUE GROSSO

Elemento:	Broca de Carboneto de Tungstênio (multifilamento cruzado anel vermelho)
-----------	-------------------------------------------------------------------------

Elemento opcional: Pedras convencionais.

ELIMINAR EXCESSOS

Elemento:	Escova de aço (de fios finos e suaves)
Aplicação	Baixa velocidade

RETOQUE FINO

Opção A de Elemento	Borrachas abrasivas
Opção B de Elemento	Lixa de água Nº 240 e Nº 600
Aplicação	Cortar em tiras de 15 cm de comprimento x 2 cm de largura, colocar num mandril porta-lixas, e enrolar. Aplicar a baixa velocidade.

POLIMENTO

Elemento	Elemento: Lixa de água Nº 1000 e Nº 1500
Aplicação	Cortar em tiras de 15 cm de comprimento x 2 cm de largura, colocar num mandril porta-lixas, e enrolar. Aplicar a baixa velocidade.

IMPORTANTE!

As lixas Nº 1000 e Nº 1500 podem utilizar-se como método alternativo ou complementar à Pedra-Pomes. Recomenda-se usar escova convergente de 2 e 4 linhas.

BRILHO

Elemento	Pasta de Elevadobrilho
Aplicação	Utilizar roda de pano ou algo do género. A prótese deve estar limpa (sem restos de pedra-pomes) e seca. Polir com movimentos horizontais e intermitentes para não sobreaquecer o material.

2. Instruções do fabricante – ProBase® Hot (Ivoclar Vivadent®)

português	
Descrição ProBase® Hot representa padrão de qualidade em materiais para bases de próteses em relação às propriedades de manipulação, de forma e de estabilidade cromática. Distintos métodos de temporização possibilitam o material adequado para numerosas aplicações.	
Composição Pó Polimetacrilato, agente de amolecimento, peróxido de benzóila, pigmentos. Líquido Metilmetacrilato, dimetacrilato (agente de ligação), catalisadores	
Indicações <ul style="list-style-type: none">– Próteses totais.– Próteses parciais.– Próteses combinadas.– Reembasamentos.	
Contra-indicação <ul style="list-style-type: none">– Contato intra-oral direto com o material não polimerizado.– Se o paciente apresentar comprovada alergia a qualquer um dos componentes de ProBase Hot.	
Efeitos colaterais Em casos individuais, reações alérgicas localizadas aos metacrilatos têm sido relatadas.	
Aplicação Preparação Com água fervente, eliminar a cera. Isolar as superfícies de gesso úmidas com duas camadas de Separating fluid Ivoclar Vivadent e deixar secar. Para assegurar adequada união com o material de base de prótese, criar retenções (rugosidades) nos dentes e umectar com monômero. <ul style="list-style-type: none">– Isolar duas vezes as superfícies de gesso.– Com gesso, posicionar o modelo no interior da mufra.	<p>tamanho médio. O cilindro de medida do monômero está graduado em milímetros. Usar a apropriada marca de graduação.</p> <p>Mistura Com uma espátula, misturar polímero e monômero na proporção indicada. Misturar completamente. A seguir, deixar o material maturar no recipiente de manipulação fechado, durante 8 a 10 minutos, na temperatura ambiente (23 °C / 73 °F).</p> <p>Tempo ótimo de trabalho Tão logo o ProBase Hot tenha tido suficiente maturação e não se apresente muito pegajoso, o material pode ser trabalhado durante 20 minutos, na temperatura de 23 °C / 73 °F.</p> <ul style="list-style-type: none">– Misturar muito bem pó e líquido.– Tempos de maturação e de trabalho dependem da temperatura. <p>Pressagem Com quantidade suficiente de resina maturada e morna (aprox. 40 °C / 104 °F), preencher as duas metades isoladas da mufra. Cuidadosamente, fechar a mufra na prensa com 80 bar de pressão. Travar a mufra. Manter a pressão.</p> <p>Polimerização A temporização pode ser conduzida de várias maneiras.</p> <p>Procedimento padrão (método recomendado): Colocar a mufra fechada em água fria. Aquecer até 100 °C (212 °F) e deixar ferver durante 45 minutos.</p> <p>Métodos alternativos:</p> <ul style="list-style-type: none">– Colocar a mufra em água fria, aquecer até 70 °C (158 °F) e manter durante 30 minutos. A seguir, aquecer até 100 °C (212 °F) e ferver durante 30 minutos.– Colocar a mufra em água na temperatura de 70 °C (158 °F) e deixar durante 60 minutos. A seguir, aquecer até 100 °C (212 °F) e ferver durante 30 minutos.– Colocar a mufra em água fria. Aquecer a água até ferver e manter durante 40 minutos. Este procedimento está indicado somente para próteses de tamanho médio.– Colocar a mufra em água fria, aquecer até 80 °C (176 °F) e polimerizar durante 10 horas. Desligar a energia e deixar a mufra esfriar no mesmo banho de água.– Colocar a mufra em recipiente seco e polimerizar durante 10 horas, na temperatura de 80 °C (176 °F). <p>O teor residual de monômero pode ser reduzido pelo aumento da temperatura de polimerização e pelo prolongamento do tempo de polimerização. O procedimento padrão possibilita o nível ótimo de monômero residual e, por isto, é o método recomendado. Após a polimerização do material, de acordo com o método padrão, o teor residual de monômero é de < 2,2%.</p>
	Esfriamento Deixar a mufra esfriar durante 30 minutos, na temperatura ambiente. A seguir, completar o esfriamento com água fria.
	Desmoldagem e acabamento Abrir a mufra totalmente fria e remover o gesso. Verificar a oclusão. Acabar e polir da maneira habitual.
	Reparos e correções do ProBase Hot Correções e reparos podem ser feitas com o material ProBase Cold autopolimerizável, usando a técnica de vazamento (técnica da muralha de arminho). Criar retenções (rugosidades) nas respectivas superfícies e umectar com monômero.
	Advertências <ul style="list-style-type: none">– O monômero contém metilmetacrilato (MMA).– MMA é irritante e facilmente inflamável (ponto de combustão: + 10 °C / 50 °F).– MMA é irritante para os olhos, pele e sistema respiratório.– Contato com a pele pode resultar em sensibilização.– Evitar o contato da pele com o monômero ou com o material não polimerizado. Luvas médicas comerciais não promovem proteção contra o efeito de sensibilização dos metacrilatos.– Não inalar os vapores.– Manter longe das fontes de combustão. Não fumar.– Não eliminar através de tubulações hídricas.– Tomar medidas de prevenção contra descargas elétricas.
	Armazenagem <ul style="list-style-type: none">– Conservar o material em local escuro, fresco e bem ventilado. Temperatura de armazenagem: 2 a 28 °C (36 a 82 °F).– Não usar o material com prazo de validade vencido.– Manter longe do alcance das crianças.
	Data de elaboração destas instruções de Uso: 08/2012

Este material é fabricado somente para uso clínico e deve ser manipulado de acordo com as instruções de uso. O fabricante não é responsável por danos causados por erros não ou por manipulação incorreta. Além disso, o usuário está obrigado a compor, antes do uso e sob sua responsabilidade, se o material é compatível com a aplicação desejada, principalmente quando este utilizado em conjunto com outros materiais. Instruções e dados são fornecidos mediante tipo de garantia e, por isso, não possuem qualquer tipo de vinculação.

2.1. Parâmetros sobre retoques finais e polimento

Polimento

Como os guias são utilizados como um instrumento de diagnóstico e/ou como um auxiliar durante a intervenção cirúrgica, o pré-polimento, com escovas de pêlos de cabra e pedra-pomes, e o polimento de alto brilho, com discos de feltro e pasta de polimento (Universal Polishing Past da Ivoclar Vivadent), são recomendados.

3. Instruções do fabricante – Corega® Oxigénio Bio-Ativo

Como utilizar Corega Oxigénio Bio-Ativo 3 minutos:

1. Coloque uma pastilha num recipiente com água morna (não quente) suficiente de modo a cobrir a prótese ou aparelho.
2. Deixe a prótese dentária imersa na solução efervescente durante 3 minutos. Para uma ação antifúngica deixe atuar durante 5 minutos. A prótese dentária também pode ser deixada imersa durante toda a noite.
3. Para melhores resultados escove a prótese dentária com a solução usando uma escova macia. Rejeite a solução logo após a escovagem.
4. Passe a prótese dentária abundantemente por água corrente antes de a colocar na boca.

4. Instruções do fabricante – Corega® Branqueador

Como utilizar Corega Branqueador:

1. Coloque uma pastilha num recipiente com água morna (não quente) suficiente de modo a cobrir a prótese ou aparelho.
2. Deixe a prótese dentária imersa na solução efervescente durante 15 minutos. A prótese dentária também pode ser deixada imersa durante toda a noite.
3. Para melhores resultados escove a prótese dentária com a solução usando uma escova macia. Rejeite a solução logo após a escovagem.
4. Passe a prótese dentária abundantemente por água corrente antes de a colocar na boca.